

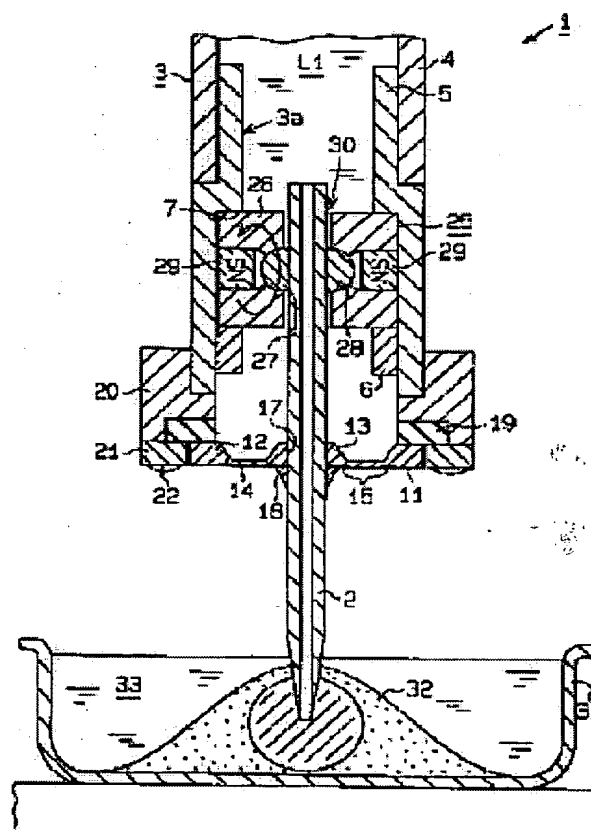
MICROMANIPULATOR WITH FORCE SENSOR

Patent number: JP11347971
Publication date: 1999-12-21
Inventor: ITOIGAWA KOICHI; IWATA HITOSHI; ARAI FUMITO
Applicant: TOKAI RIKI CO LTD;; ARAI FUMITO
Classification:
- international: B25J7/00; C12M1/00; G01L5/16; G02B21/32
- european:
Application number: JP19980162011 19980610
Priority number(s):

Abstract of JP11347971

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a micromanipulator equipped with a force sensor which allows accurate sensing of the size of force acting on the manipulation part.

SOLUTION: A micromanipulator 1 is equipped with a force sensor 11 installed at the forefront of a manipulator body holding pipe 3. With the sensing region 13 of this force sensor 11, part of the manipulator body 2 is coupled in such a way as capable of displacement transmission. The manipulator body 2 is held indirectly by the pipe 3 through a supporting structure 25 where a magnetic fluid 27 is used in the contacting part.



Data supplied from the *esp@cenet* database - Patent Abstracts of Japan

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-347971

(43)公開日 平成11年(1999)12月21日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

F I

B 2 5 J 7/00

B 2 5 J 7/00

C 1 2 M 1/00

C 1 2 M 1/00

A

G 0 1 L 5/16

G 0 1 L 5/16

G 0 2 B 21/32

G 0 2 B 21/32

審査請求 未請求 請求項の数3 O L (全 9 頁)

(21)出願番号 特願平10-162011

(22)出願日 平成10年(1998)6月10日

(71)出願人 000003551

株式会社東海理化電機製作所
愛知県丹羽郡大口町豊田三丁目260番地

(71)出願人 595112823

新井 史人
愛知県名古屋市千種区青柳町6-5-1

(72)発明者 糸魚川 貢一

愛知県丹羽郡大口町大字豊田字野田1番地
株式会社東海理化電機製作所内

(72)発明者 岩田 仁

愛知県丹羽郡大口町大字豊田字野田1番地
株式会社東海理化電機製作所内

(74)代理人 弁理士 恩田 博宣

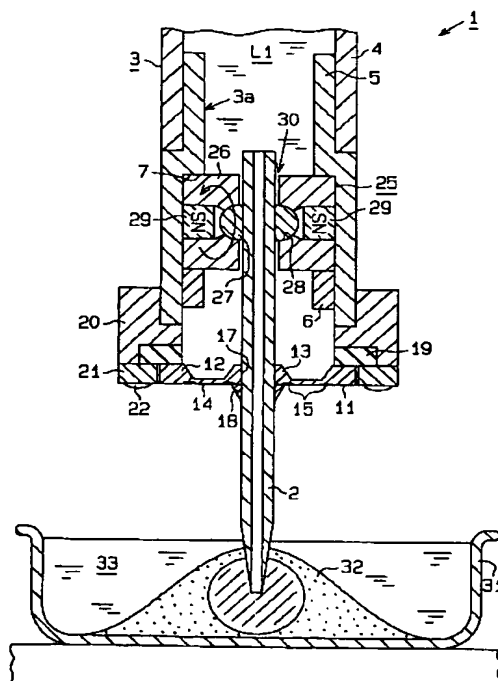
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 カセンサ付きマイクロマニピュレータ

(57)【要約】

【課題】 操作部分に加わる力の大きさを正確に検知することができるカセンサ付きマイクロマニピュレータを提供すること。

【解決手段】 このマイクロマニピュレータ1は力センサ11を備える。操作体保持管3の先端部に設けられた力センサ11の感知領域13に、操作体2の一部を変位伝達可能に連結する。磁性流体27を接触部分に利用した支持構造25を介して、操作体2を操作体保持管3に間接的に保持させる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】操作体保持管の先端部に設けられた力センサの感知領域に操作体の一部を変位伝達可能に連結するとともに、磁性流体を接触部分に利用した支持構造を介して前記操作体を前記操作体保持管に間接的に保持させたことを特徴とする力センサ付きマイクロマニピュレータ。

【請求項2】ピペット保持管の先端部に設けられた力センサの感知領域にマイクロピペットの一部を変位伝達可能に連結するとともに、磁性流体をシール部分に利用した支持構造を介して前記マイクロピペットを前記ピペット保持管に間接的に保持させたことを特徴とする力センサ付きマイクロマニピュレータ。

【請求項3】前記支持構造は、前記操作体または前記マイクロピペットの長手方向に沿って多段状に設けられていることを特徴とする請求項1または2に記載の力センサ付きマイクロマニピュレータ。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、微小な対象物の操作を行うための力センサ付きマイクロマニピュレータに関するものである。

【0002】

【従来の技術】近年、微小な対象物を操作するマイクロマニピュレーション技術の一種として、マイクロインジェクションという技術が知られている。

【0003】マイクロインジェクションとは、例えばガラス管を加工してなるマイクロピペットと呼ばれる注射針を用い、細胞内にDNA、RNA、オルガネラ、各種蛋白質、各種薬液等を注入する手法のことを指す。このような技術は、特定遺伝子などを細胞内に選択的に導入しうる有効な手法として近年特に注目を浴びている。かかる手法は、類似の手法であるレーザーインジェクション等に比べて導入効率が高くても安価といった利点を有している。

【0004】マイクロインジェクションを行うための従来のマイクロマニピュレータでは、マイクロピペットを剛体からなるピペット保持管の先端部に挿通するとともに、ピペット基端部を保持管内に直接連結した構造を採用している。保持管の基端部にはシリンジやポンプ等の加圧器が接続され、そこからは保持管の先端側に向けて上記液体が供給される。従って、マイクロピペットを細胞等のような微小対象物に突き刺した状態で加圧器を加圧すれば、マイクロピペットを経由して細胞内に液体が注入されるようになっている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】細胞のような微小で壊れやすい対象物を取り扱う際、適当な大きさの突き刺し力でマイクロピペットを操作することが必要とされる。しかし、突き刺し力の大きさを検知する手段を全く持た

ない従来装置の場合、オペレータは顕微鏡観察等を行うなどして、突き刺し力の大きさを目測のみで予想するしかすべがなかった。従って、マイクロマニピュレータの操作には経験や勘に頼る部分が依然として大きかった。

【0006】そこで、本発明者らは、力センサを備えたマイクロマニピュレータ構造とすれば、突き刺し時に加わる力の大きさを検知可能であろうと考えた。ところが、このような新規の構造を採用した場合には、次のような不具合が予想される。

【0007】上述したとおりマイクロピペットは剛体からなる保持管に対して直接連結されている。ゆえに、対象物を突き刺した時にマイクロピペットに加わる力は、力センサ側のみならず、保持管側にも衝撃として伝達されてしまう。従って、マイクロピペットに加わる力の大きさが正確に検知できなくなるおそれがあった。また、マイクロピペットを力センサのみに支持させる構造を採用した場合には、マイクロピペットの支持状態が不安定になって、操作性や耐久性の低下につながるおそれがあった。

【0008】さらに、ガラス管を用いて小径のマイクロピペットを作製した場合、毛細管現象によってマイクロピペットの先端部から外部の液体が浸入しやすくなる。これを回避するためには、チューブ内を加圧器により常時加圧しておく必要がある。しかしながら、そのためにはチューブ内加圧に耐え、部材同士の隙間からの流体漏れが未然に防止されるような構造にしておくべきと考えられていた。

【0009】本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、その第1の目的は、操作部分に加わる力の大きさを正確に検知することができる力センサ付きマイクロマニピュレータを提供することにある。

【0010】本発明の第2の目的は、操作部分に加わる力の大きさを正確に検知することができ、しかも耐圧性能に優れた力センサ付きマイクロマニピュレータを提供することにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するために、請求項1に記載の発明では、操作体保持管の先端部に設けられた力センサの感知領域に操作体の一部を変位伝達可能に連結するとともに、磁性流体を接触部分に利用した支持構造を介して前記操作体を前記操作体保持管に間接的に保持させたことを特徴とする力センサ付きマイクロマニピュレータをその要旨とする。

【0012】請求項2に記載の発明では、ピペット保持管の先端部に設けられた力センサの感知領域にマイクロピペットの一部を変位伝達可能に連結するとともに、磁性流体をシール部分に利用した支持構造を介して前記マイクロピペットを前記ピペット保持管に間接的に保持させたことを特徴とする力センサ付きマイクロマニピュレータをその要旨とする。

【0013】請求項3に記載の発明は、請求項1または2において、前記支持構造は、前記操作体または前記マイクロピペットの長手方向に沿って多段状に設けられているとした。

【0014】以下、本発明の「作用」について説明する。請求項1に記載の発明によると、操作時において操作体の変位が力センサの感知領域に伝達される結果、操作体に加わる力の大きさが力センサによって検知される。その際、操作体に加わる力は接触部分に利用された磁性流体により殆ど吸収されてしまうため、当該力が操作体保持管に直接伝達されることはない。このように操作体を間接的に支持させたことにより誤差が小さくなり、操作体に加わる力の大きさを正確に検知することができる。

【0015】請求項2に記載の発明によると、操作時においてマイクロピペットの変位が力センサの感知領域に伝達される結果、マイクロピペットに加わる力の大きさが力センサによって検知される。その際、マイクロピペットに加わる力はシール部分に利用された磁性流体により殆ど吸収されてしまうため、当該力がピペット保持管に直接伝達されることはない。このようにマイクロピペットを間接的に支持させたことにより誤差が小さくなり、マイクロピペットに加わる力の大きさを正確に検知することができる。また、シール部分には磁性流体が存在していることから、管内加圧時における隙間からの流体漏れが未然に防止される。従って、耐圧性能に優れたものとすることができる。

【0016】請求項3に記載の発明によると、支持構造を長手方向に沿って多段状に設けた場合、操作体またはマイクロピペットが支持される箇所が増えるため、それらが支持構造に対してより確実に支持される。ゆえに、操作性や耐久性のさらなる向上が図られる。この場合にはシール部分も増えることから、管内加圧時における隙間からの流体漏れがより確実に防止され、いっそう優れた耐圧性を得ることができる。

【0017】

【発明の実施の形態】〔第1の実施形態〕以下、本発明を具体化した一実施形態のマイクロマニピュレータ（マイクロインジェクタともいう。）1を図1、図2に基づき詳細に説明する。

【0018】図1に示されるように、このマイクロマニピュレータ1はマイクロピペット2を操作体として備えたものである。マイクロピペット2は、加熱溶融したガラス管を細く引き延ばすことによって製造される。かかるマイクロピペット形成材料としては、芯入りガラス管を用いることが望ましい。マイクロピペット2の先端部は、対象物である細胞を突き刺すことができるように、ある程度尖った形状に形成されている。

【0019】操作体保持管としてのピペット保持管3は、環状のチューブ本体4、環状のアタッチメント5及

び環状のスペーサ6によって構成されている。なお、このマイクロマニピュレータ1は垂直式であるため、ピペット保持管3は直線状かつ垂直方向に沿って延びるように配設されている。チューブ本体4は、図示しないチューブホルダを介して同じく図示しない駆動装置に支持されている。従って、この駆動装置を駆動すると、ピペット保持管3全体が三次元的に移動するようになっている。前記駆動装置の駆動方法としては、油圧式や機械式のほか、流体圧式などがある。チューブ本体4の基端部は、図示しないシリンジ等の加圧器に接続されている。前記シリンジからは例えばDNAを含む溶液L1がチューブ本体4の先端方向へ圧送されるようになっている。また、内周面側に固定段部7を備えるアタッチメント5は、チューブ本体4の下端開口部に接着剤等を用いて嵌着されている。

【0020】図1、図2に示されるように、このマイクロマニピュレータ1は、力センサとしての半導体式圧力センサ11をピペット保持管3の先端部に備えている。アタッチメント5の下端開口部には第1固定部材20が接着剤等により接合されている。第1固定部材20と第2固定部材21とはねじ22によって互いに接合されるとともに、両者20、21間にはゴム製の台座19が挟持されている。半導体式圧力センサ11の基台12は、その台座19の上に接着されている。

【0021】この半導体式圧力センサ11はシリコン単結晶製であって、その中央部に感知領域としての略正方形形状のマス部13を有している。このマス部13は基台12とはほぼ同じ肉厚となっている。図2(a)に示されるように、前記マス部13は肉薄の4本の梁14によって基台12に支持されている。

【0022】撓みの影響がでやすい部分である各々の梁14の表層には、一対の歪みゲージ15（例えば拡散歪み抵抗など）が形成されている。即ち、この半導体式圧力センサ11は合計8つの歪みゲージ15を備えている。これらの歪みゲージ15は、半導体式圧力センサ11の一端部上面において一列に並べられたパッド16に対し、図示しない配線を介して電気的に接続されている。なお、これら8つの歪みゲージ15はブリッジ接続されていて、X、Y、Z軸方向の圧力の大きさに応じてその抵抗値を変化させる。つまり、この半導体式圧力センサ11は3軸検出用となっている。また、各パッド16には図示しないケーブルが接続されている。そのケーブルはピペット保持管3の基端側まで引き回され、図示しない制御回路等に接続されている。制御手段はセンサ出力信号に基づいて力の大きさ・方向を計算する。さらに、制御手段はその計算結果を映像信号または音声信号に変換し、オペレータの五感に訴えかけるようにする。

【0023】マス部13の中心部には、半導体式圧力センサ11の厚さ方向（即ちZ軸方向）に沿って延びる挿通孔17が貫設されている。この挿通孔17内にはマイ

クロビベット2が挿通されている。そして、マイクロビベット2の外周面とマス部13とが、例えばエポキシ樹脂等のような接着剤18を介して連結されている。その結果、操作時におけるマイクロビベット2の変位がマス部13に伝達され、その変位により梁14に撓みが生じるようになっている。なお、マイクロビベット2における被連結部位は、先端部と基端部とのちょうど中間の地点となっている。

【0024】図1に示されるように、このマイクロマニピュレータ1は、マイクロビベット2をビベット保持管3に保持させるための支持構造25を備えている。この支持構造25は、磁性流体26をシール部分に利用したものであり、マイクロビベット2をビベット保持管3に対して間接的に保持可能なものである。

【0025】かかる支持構造25を構成する環状の整磁手段としてのボールピース26は、軟鉄等のような磁性材料からなる部材である。ボールピース26の外径寸法は、アタッチメント5の先端側における内径寸法にちょうど等しくなるように設計されている。従って、ボールピース26はアタッチメント5内に挿入された状態で保持されることができる。このときボールピース26の内端面には固定段部7が当接するとともに、外端面には前記環状のスペーサ6が当接する。

【0026】なお、このようなスペーサ6の存在により、ボールピース6がビベット保持管3の内壁面3aであって半導体式圧力センサ11の配設位置よりも基端側の位置に固定される。また、支持構造25と半導体式圧力センサ11とは所定間隔を隔てて配置されている。

【0027】整磁手段であるボールピース26は、その外周面側における複数の箇所に磁束発生源としての永久磁石29をいくつか有している。これらの永久磁石29があることにより、図1において矢印で示すような磁気回路がボールピース26内に形成される。ボールピース26が有する挿通孔の内周面側には、空隙28が形成されている。そして、その空隙28内には磁性流体27が充填されている。

【0028】磁性流体27とは、強磁性の微粉末を液体中に分散させてなる懸濁液であって、見掛け上は上記液が磁性を帯びているかのように人工的に作られた一種の固液混相流体のことを指す。強磁性の微粉末としては、マグネタイトやコバルト等が使用されるほか、マンガ、マンガン-ニッケル、ニッケル-亜鉛フェライト等といったスピネル型フェライトが使用されてもよい。使用可能な磁性流体27の具体例（商品名）としては、例えばW-35、HC-50、DEA-40、DES-40、NS-35、PX-10等が挙げられる。

【0029】マイクロビベット2の基端部は、ボールピース26の挿通孔に挿通された状態で使用される。このとき、磁性流体27に含まれる微粉末は、磁気回路の方向に沿って整列させられる。その結果、空隙28内に磁

性流体27が確実に保持され、その磁性流体27によってマイクロビベット2の外周面が包囲され、もってシールが図られるようになっている。

【0030】マイクロビベット2の外周面とボールピース26の貫通孔内周面とのギャップ30は、0.01mm～1mm程度に、特に0.05mm～0.1mm程度に設定されていることが望ましい。このギャップ30が大きすぎると、マイクロビベット2との間に高いシール性が確保されなくなるおそれがある。一方、このギャップ30が小さすぎると、好適なシール性が確保される反面、ボールピース26に対してマイクロビベット2の外周面が接触しやすくなり、低摩擦化・低摩耗化等の妨げになるおそれがある。

【0031】次に、このように構成されたマイクロマニピュレータ1の使用法について述べる。培養液33の入ったシャーレ31の中においては、対象物である細胞32が培養されている。チューブ本体4の内部領域には、遺伝物質であるDNAを含む溶液L1が既にある程度加圧された状態で満たされている。このようなチューブ内加圧を常時実施しておく理由は、毛細管現象によるマイクロビベット2の先端側からの液体浸入を未然に回避するためである。ただし、マイクロビベット2の外周面とボールピース26の貫通孔内周面との間にあるシール部分には磁性流体27が存在しているため、当該部分からの液体L1の漏れは確実に防止されている。

【0032】次いでオペレータは、顕微鏡を観察しながらマイクロマニピュレータ1を駆動操作することにより、マイクロビベット2の先端部をターゲットである細胞32の上方まで移動させる。さらにオペレータは、マイクロマニピュレータ1をZ軸方向に沿ってゆっくりと前進させ、マイクロビベット2で細胞32を突き刺す。この場合、特定遺伝子を導入したい部位が細胞質であればマイクロビベット2の先端部を細胞質の部分にて止め、当該部位が核であれば核の部分にて止める。

【0033】上記のような突き刺し時には、その反作用を受けてマイクロビベット2が後端方向に変位しようとする。すると、同マイクロビベット2の変位が半導体式圧力センサ11のマス部13に伝達される結果、加わる力の大きさに応じて梁14に撓みが生じる。このときの撓みは歪みゲージ15の抵抗値の変化として現れるため、結果として半導体式圧力センサ11による突き刺し力の検知が達成される。その際、マイクロビベット2に加わる力は、シール部分に利用された磁性流体27の流動により、実質的に殆ど吸収されてしまう。そのため、当該力がビベット保持管3に直接伝達されることはない。なお、上記の場合には突き刺し力がいったん増加した後に急激に減少することから、オペレータはこれをもって細胞32が確実に穿孔されたことを客観的に感知できる。

【0034】次に、マイクロビベット2の先端部が所望

の部位まで到達したことを顕微鏡により確認した後、オペレータはシリンジの頭部を静かに押圧し、シリンジ外部に液体L1を押し出す。すると、チューブ本体4内の液体L1がさらに加圧され、マイクロピペット2を経由してその先端部から当該液体L1が吐出される。従って、細胞32内における所望の部位にDNAを注入することができる。上記のような導入処理が終了した後、オペレータはマイクロマニピュレータ1を後退させて、マイクロピペット2を細胞32から抜き去る必要がある。以上の結果、特定遺伝子を細胞32内に選択的にかつ効率よく導入することができる。

【0035】DNAを含む溶液L1の導入以外の操作を目的として、このマイクロマニピュレータ1を用いることも勿論可能である。例えば、あらかじめマイクロピペット2で細胞32を突き刺した状態でシリンジの頭部をゆっくりと引き上げれば、細胞32内の物質（例えば細胞質や核自体等）を吸引して除去することができる。また、その吸引・除去した物質を、他の細胞に移植すること等の操作（例えば核移植等）を行うことも可能である。

【0036】また、このようなマイクロマニピュレータ1であれば、上記のような細胞32への物質の注入操作や、細胞32からの物質の吸引操作のみならず、さらに細胞32に対して物理的刺激を付与する操作や、細胞32を引っ張って変形させるような操作なども行うことが可能である。これらに加え、同マイクロマニピュレータ1をX-Y軸方向に駆動操作すれば、マイクロピペット2によって細胞32の切断操作（例えば受精卵の分割操作等）を行うこともできる。

【0037】上記のような切断時には、その反作用を受けてマイクロピペット2が主としてX-Y軸方向に変位しようとする。すると、同マイクロピペット2の変位が半導体式圧力センサ11のマス部13に伝達される結果、加わる力の大きさに応じて梁14に撓みが生じる。このときの撓みは歪みゲージ15の抵抗値の変化として現れるため、結果として半導体式圧力センサ11による切断力（切断抵抗）の検知が達成される。勿論、この場合においてもマイクロピペット2に加わる力は、実質的に殆ど吸収されてしまうので、当該力がピペット保持管3に直接伝達されることはない。

【0038】従って、本実施形態によれば以下のような効果を得ることができる。

(1) 本実施形態のマイクロマニピュレータ1では、ピペット保持管3の先端部に設けられた半導体式圧力センサ11のマス部13に、マイクロピペット2の一部を変位伝達可能に連結させている。そして、磁性流体27を接触部分（シール部分）に利用した支持構造25を介して、マイクロピペット2をピペット保持管3に間接的に保持させている。従って、操作部分であるマイクロピペット2に加わる力の大きさが検知される。

【0039】しかもその際において、マイクロピペット2に加わる力は、ピペット保持管3に直接伝達されることはない。このようにマイクロピペット2を間接的に支持させたことにより、半導体式圧力センサ11による測定誤差が小さくなり、当該力の大きさを正確に検知することができる。つまり、オペレータは当該力の大きさを視覚や聴覚を通じて客観的に把握することができるようになる。ゆえに、細胞32のような微小で壊れやすい対象物を取り扱う際でも、適当な大きさの突き刺し力を確実に設定することができる。よって、操作を行うにあたって経験や勘に頼る部分が大きかった従来装置とは異なり、オペレータにとって取り扱いやすい装置とすることができる。

【0040】(2) また、前記シール部分には流動性を有する磁性流体27が存在していることから、チューブ内加圧時におけるギャップ30からの流体漏れを未然に防止することができる。従って、耐圧性能に優れたマイクロマニピュレータ1とすることができる。なお、本実施形態では永久磁石29による磁化強さを400 Gaussに設定した結果、約69 kPaの圧力に耐えうる装置を実現することができた。

【0041】(3) このマイクロマニピュレータ1では、マイクロピペット2を半導体式圧力センサ11のみに支持させるのではなく、支持構造25にも支持させている。従って、仮にマイクロピペット2を半導体式圧力センサ11のみに支持させた構造にした場合に比べ、マイクロピペット2を安定的に支持することができる。ゆえに、操作性や耐久性に優れたものとすることができる。

【0042】(4) 本実施形態では、上記のような磁性流体27を利用して支持構造25を構成している。従って、仮に接触部分（シール部分）に剛体を用いて支持構造を構成した場合とは異なり、低摩擦かつ低摩擦耗なものを実現することができ、ひいては低発熱化を図ることができる。また、ある程度寸法交差に余裕を持たすことができるため、製造にあたって高度な加工技術が要求されることもなくなる。

【0043】(5) このマイクロマニピュレータ1の支持構造25では、ボールピース26をピペット保持管3の内壁面3aに設けている。このようにしておけば磁性流体27が管外に露出することもなくなるので、磁性流体27に塵埃等が混入して支持機能やシール機能が低下する心配もなくなる。また、ボールピース26を半導体式圧力センサ11の配設位置よりも基端側の位置に固定した場合、半導体式圧力センサ11のほうがチューブ先端側となる。従って、半導体式圧力センサ11はDNAを含む液体L1に直接触れることがない。そのため、マス部13にチューブ内の加圧流体が作用して測定誤差をもたらすような心配もなくなる。従って、チューブ内加圧時においても、非加圧時と同様にマイクロピペット2

に加わる力の大きさを正確に検知することができる。

【0044】(6)本実施形態では、小型であって検出精度に優れるという特性を有する半導体式圧力センサ11を力センサとして用いている。そして、このことは装置全体の小型化及び高感度化に貢献している。

【0045】(7)本実施形態ではガラス管からなるマイクロピペット2を用いていることから、それを經由して液体の注入・吸引を行うことができる。また、ガラス製であれば、通電することにより電極としての役割を担わせることも可能である。しかも、ガラス管は比較的廉価であるため、装置の低コスト化を図るうえでも好適である。

【0046】(8)このマイクロマニピュレータ1では、支持構造25と半導体式圧力センサ11とが所定間隔を隔てて配置されているため、仮にそれらを近接させて配置したときに比べてマイクロピペット2をより確実に支持することができる。ゆえに、マイクロピペット2のX-Y軸方向に力が加わったときでも、同マイクロピペット2がガタつきにくくなる。

【0047】(9)このマイクロマニピュレータ1では、マイクロピペット2とポールピース26とのギャップ30が0.05mm~0.1mmという好適な範囲に設定されている。従って、低摩擦化・低摩擦耗を妨げることなく耐圧性能を向上させることができる。

〔第2の実施形態〕次に、本発明を具体化した実施形態2のマイクロマニピュレータ41を図3に基づいて説明する。ここでは実施形態1と相違する点を主に述べ、共通する点については同一部材番号を付すのみとしてその説明を省略する。

【0048】マイクロマニピュレータ41は、実施形態1にて用いた支持構造25を複数個（ここでは2個）備えている。即ち、2つの支持構造25はマイクロピペット2の長手方向に沿って多段状に設けられている。なお、本実施形態ではマイクロピペット2及びアタッチメント5として長めのものが使用されるとともに、スペーサ6が2つ使用されている点においても実施形態1と異なっている。

【0049】従って、本実施形態によれば、前記第1の実施形態における上記(1)~(9)に記載の効果に加えて、以下のような効果を得ることができる。

(10)このマイクロマニピュレータ41では、2個の支持構造25を長手方向に沿って多段状に設けた結果、マイクロピペット2が支持される箇所が1箇所増えている。そのため、これら2個の支持構造25に対して、マイクロピペット2がより確実に支持される。ゆえに、実施形態1のときに比べ、操作性や耐久性のさらなる向上を図ることができる。この場合にはシール部分も1箇所増えることから、チューブ内加圧時におけるギャップ30からの流体漏れをより確実に防止することができる。よって、いっそう優れた耐圧性能を得ることができる。

【0050】なお、本発明の実施形態は以下のように変更してもよい。

・ 実施形態1, 2のマイクロマニピュレータ1, 41では、いわゆる垂直式のインジェクションを行うための構成となっていた。これに代えて、水平式や斜め式のインジェクションを行うための構成にしても勿論よい。なお、水平式を採用した場合にはマイクロピペットに曲げ加工を施してもよい。

【0051】・ ガラス管以外の材料からなるマイクロピペット2を操作体として用いてもよい。さらに、操作体はマイクロピペット2のようにチューブ状の部材のみに限定されることはない。従って、必要に応じて例えば単なる棒材等を使用しても勿論構わない。

【0052】・ 拡散歪み抵抗以外のもの、例えば貼り付けられた抵抗体などを歪みゲージ15として用いてもよい。

・ 実施形態1, 2では、X, Y, Z軸方向の圧力検出を行うことができる3軸用の半導体式圧力センサ11を用いていた。勿論、これに限定される1軸用または2軸用の半導体式圧力センサを用いることとしてもよい。

【0053】・ 半導体式圧力センサ11としては、実施形態1, 2のようにマス部13を備えるタイプのみならず、例えばカンチレバーを備えるタイプが選択されてもよい。勿論、半導体式ではない圧力センサ、例えば機械式圧力センサなどを用いた構成とすることも許容される。

【0054】・ 永久磁石29に代えて電磁石などを使用した支持構造としてもよい。また、磁力の強いものを永久磁石29や電磁石として用いれば、耐圧性能をよりいっそう向上させることができる。

【0055】・ 液体の注入・吸引を行う必要がないような場合であれば、半導体式圧力センサ11と支持構造25との前後関係を逆にしてピペット保持管3に設置することも許容される。

【0056】・ 支持機構25をマイクロピペット2の長手方向に沿って3段以上設けた構成とすることも許容される。

・ 本発明の力センサ付きマイクロマニピュレータ1, 41は、前記実施形態において述べたような細胞32へのDNAそのものの導入のみに使用されるに止まらず、様々な用途に用いられることができる。例えば、対象物を動物の卵細胞とした場合には、顕微受精技術の1つである卵子細胞質への精子のインジェクション（卵細胞質精子注入法）等に利用することができる。勿論、本発明のマイクロマニピュレータ1, 41は、細胞32等のような生物を対象物とした操作のみならず、非生物を対象物とした操作にも利用されることができる。

【0057】次に、特許請求の範囲に記載された技術的思想のほかに、前述した実施形態によって把握される技術的思想をその効果とともに以下に列挙する。

(1) 請求項1乃至3のいずれか1つにおいて、前記支持構造は、永久磁石を磁束発生源とする環状の整磁手段と、その整磁手段が有する挿通孔の内周面側に形成された空隙に配置される磁性流体とによって構成されていること。従って、この技術的思想1に記載の発明によると、操作体またはマイクロピペットは、環状の整磁手段の挿通孔に挿通された状態で使用される。磁性流体に含まれる磁性粉末は、整磁手段の発生する磁気回路の方向に沿って整列させられる。その結果、空隙内に磁性流体が保持され、その磁性流体によって操作体またはマイクロピペットの外周面が包囲される。

【0058】(2) 請求項1乃至3、技術的思想1のいずれか1つにおいて、前記支持構造の整磁手段は、前記保持管の内壁面であって前記力センサの配設位置よりも基端側の位置に固定されていること。従って、この技術的思想2に記載の発明によると、整磁手段を保持管の内壁面に設けておけば、磁性流体が管外に露出することなくなるので、磁性流体に塵埃等が混入して支持機能やシール機能が低下する心配もなくなる。また、整磁手段を基端側に固定すれば力センサのほうが先端側になることから、力センサの感知領域に管内の加圧流体が作用して誤差をもたらすような心配もなくなる。従って、管内加圧時においても操作部分に加わる力の大きさを正確に検知することができる。

【0059】(3) 請求項1乃至3、技術的思想1、2のいずれか1つにおいて、前記力センサは半導体式圧力センサであること。従って、この技術的思想3に記載の発明によれば、装置全体の小型化及び高感度化を図ることができる。

【0060】(4) 請求項2、3、技術的思想1乃至3のいずれか1つにおいて、前記マイクロピペットはガラス管からなること。従って、この技術的思想4に記載の発明によれば、流体の注入・吸引ができるばかりでなく、電極としての役割を担わせることも可能となり、しかも低コスト化に好都合となる。

【0061】(5) 技術的思想1乃至4のいずれか1つにおいて、前記マイクロピペットと前記整磁手段とのギャップは0.05mm〜0.1mmに設定されるこ

と。従って、この技術的思想5に記載の発明によれば、低摩擦化・低摩擦化を妨げることなく耐圧性能を向上させることができる。

【0062】(6) 技術的思想1乃至3、技術的思想1乃至5のいずれか1つにおいて、前記支持構造と前記力センサとは所定間隔を隔てて配置されていること。従って、この技術的思想6に記載の発明によれば、操作部をより確実に支持することができるため、操作部のガタつき防止を図ることができる。

【0063】

【発明の効果】以上詳述したように、請求項1〜3に記載の発明によれば、操作部分である操作体に加わる力の大きさを正確に検知することができる力センサ付きマイクロマニピュレータを提供することができる。

【0064】請求項2に記載の発明によれば、操作部分であるマイクロピペットに加わる力の大きさを正確に検知することができ、しかも耐圧性能に優れた力センサ付きマイクロマニピュレータを提供することができる。

【0065】請求項3に記載の発明によれば、上記の効果に加え、操作性や耐久性のさらなる向上が図られるとともに、いっそう優れた耐圧性を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を具体化した実施形態1において力センサ付きマイクロマニピュレータを示す要部拡大断面図。

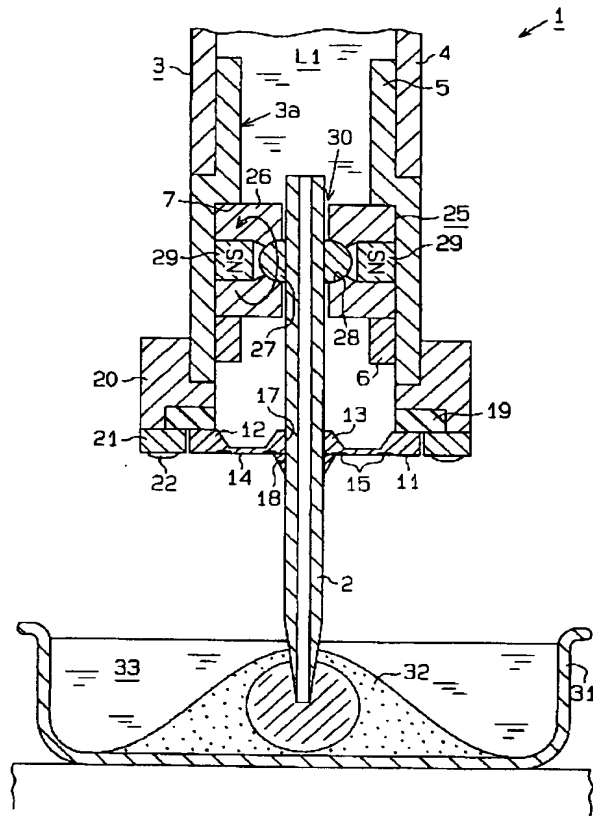
【図2】(a)はマイクロピペットと半導体式圧力センサとを示す概略平面図、(b)は(a)のA-A線断面図。

【図3】実施形態2の力センサ付きマイクロマニピュレータを示す要部拡大断面図。

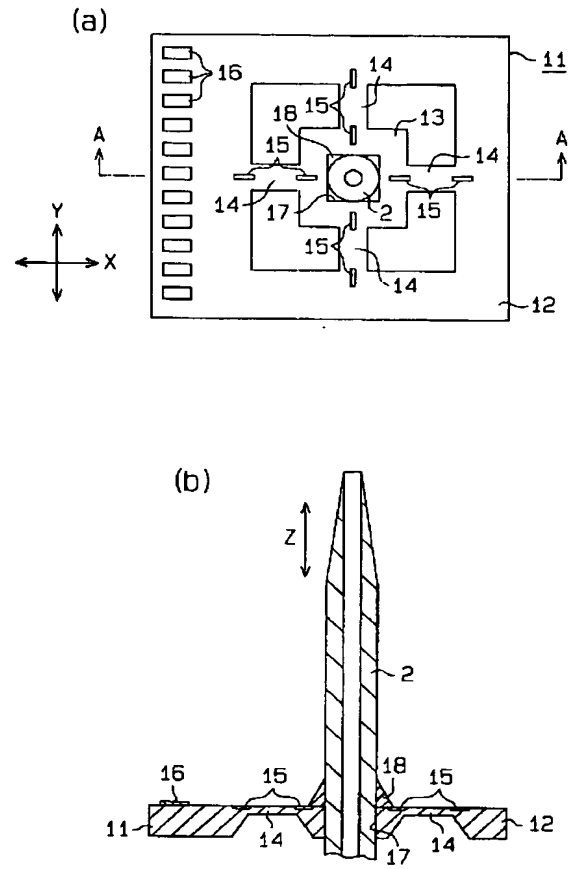
【符号の説明】

1、41…力センサ付きマイクロマニピュレータ、2…操作体としてのマイクロピペット、3…操作体保持管としてのピペット保持管、3a…保持管の内壁面、11…力センサとしての半導体式圧力センサ、13…感知領域としてのマス部、25…支持構造、26…整磁手段としてのポールピース、27…磁性流体、28…空隙、29…永久磁石。

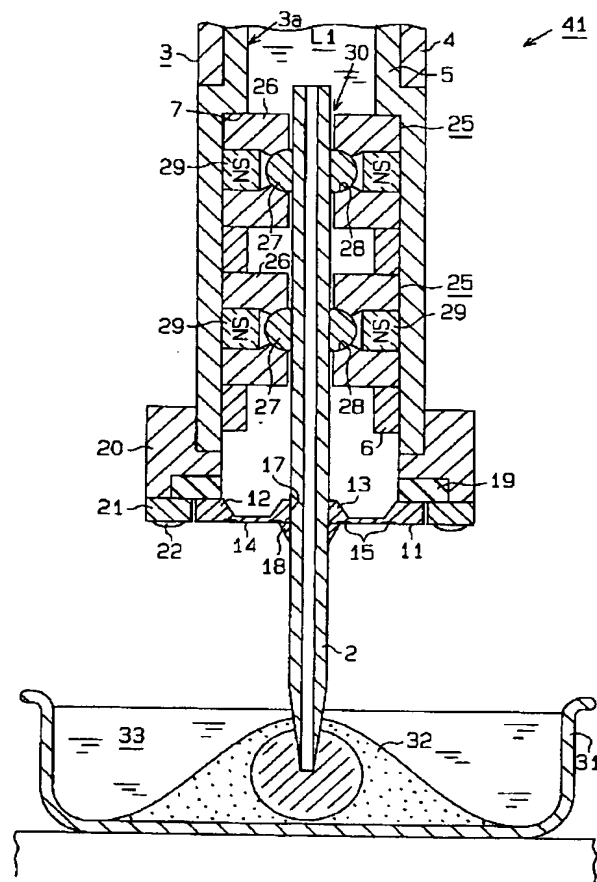
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 新井 史人
 名古屋市千種区青柳町6丁目5番地の1
 メイツ千種青柳501